



DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁶ : A61B 5/0488, 5/0492	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 99/32032 (43) Date de publication internationale: 1er juillet 1999 (01.07.99)
---	-----------	---

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR98/02837
(22) Date de dépôt international: 22 décembre 1998 (22.12.98)

(30) Données relatives à la priorité:
97/16272 22 décembre 1997 (22.12.97) FR

(71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): ASSO-
CIATION FRANCAISE CONTRE LES MYOPATHIES
[FR/FR]; 13, place de Rungis, F-75013 Paris (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (US seulement): HOGREL, Jean-Yves
[FR/FR]; 88, avenue Henri Ginoux, F-92120 Montrouge
(FR). DUCHENE, Jacques [FR/FR]; 4, rue Pasteur, F-10440
La Rivière de Corps (FR).

(74) Mandataires: GUTMANN, Ernest etc.; Ernest Gutmann-Yves
Plasseraud S.A., 3, rue Chauveau-Lagarde, F-75008 Paris
(FR).

(81) Etats désignés: CA, JP, US, brevet européen (AT, BE, CH,
CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL,
PT, SE).

Publiée

Avec rapport de recherche internationale.

(54) Title: NON-INVASIVE DEVICE FOR ELECTROMYOGRAPHIC MEASUREMENTS

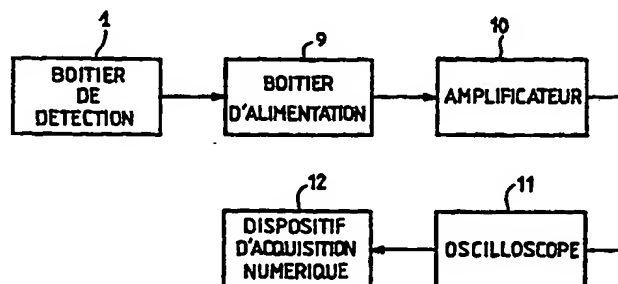
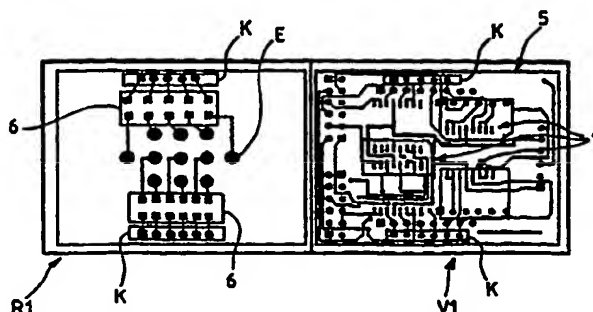
(54) Titre: DISPOSITIF NON INVASIF DE MESURES ELECTROMYOGRAPHIQUES

(57) Abstract

The invention concerns a device for elec-
tromyographic measurements with surface electrodes,
comprising at least a group of electrodes (E) and spec-
tral filtering means and weighted summation ampli-
fying means producing a spatial filtering of signals
transmitted by the electrodes. The invention is char-
acterised in that said spectral filtering and weighted
summation amplifying means consist of circuits (6,
5) mounted with the electrodes (E) in a housing (1)
whereof one surface bearing the electrodes (E) forms
a sensing surface (2), the device further comprising
means for connecting said housing to powering means
(9), amplifying means (10) and data processing means
(12).

(57) Abrégé

Dispositif de mesures électromyographiques à
électrodes superficielles, comprenant au moins un
groupe d'électrodes (E) et des moyens de filtrage
spectral et d'amplification à sommation pondérée
réalisant un filtrage spatial des signaux transmis par
les électrodes, caractérisé en ce que les moyens
précités de filtrage spectral et d'amplification à som-
mation pondérée sont constitués par des circuits (6,
5) montés avec les électrodes (E) dans un boîtier (1)
dont une face portant les électrodes (E) forme une face
de détection (2), le dispositif comprenant également
des moyens de connexion de ce boîtier à des moyens
(9) d'alimentation, des moyens (10) d'amplification
et des moyens (12) de traitement de données.



1...DETECTION BOX
9...POWER UNIT
10...AMPLIFIER
11...OSCILLOSCOPE
12...DIGITAL ACQUISITION DEVICE

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AL	Albanie	ES	Espagne	LS	Lesotho	SI	Slovénie
AM	Arménie	FI	Finlande	LT	Lituanie	SK	Slovaquie
AT	Autriche	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Sénégal
AU	Australie	GA	Gabon	LV	Lettonie	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaïdjan	GB	Royaume-Uni	MC	Monaco	TD	Tchad
BA	Bosnie-Herzégovine	GE	Géorgie	MD	République de Moldova	TG	Togo
BB	Barbade	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tadjikistan
BE	Belgique	GN	Guinée	MK	Ex-République yougoslave de Macédoine	TM	Turkménistan
BF	Burkina Faso	GR	Grèce	ML	Mali	TR	Turquie
BG	Bulgarie	HU	Hongrie	MN	Mongolie	TT	Trinité-et-Tobago
BJ	Bénin	IE	Irlande	MR	Mauritanie	UA	Ukraine
BR	Brazil	IL	Israël	MW	Malawi	UG	Ouganda
BY	Bélarus	IS	Islande	MX	Mexique	US	Etats-Unis d'Amérique
CA	Canada	IT	Italie	NE	Niger	UZ	Ouzbékistan
CF	République centrafricaine	JP	Japon	NL	Pays-Bas	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norvège	YU	Yougoslavie
CH	Suisse	KG	Kirghizistan	NZ	Nouvelle-Zélande	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	République populaire démocratique de Corée	PL	Pologne		
CM	Cameroon	KR	République de Corée	PT	Portugal		
CN	Chine	KZ	Kazakhstan	RO	Roumanie		
CU	Cuba	LC	Sainte-Lucie	RU	Fédération de Russie		
CZ	République tchèque	LI	Liechtenstein	SD	Soudan		
DE	Allemagne	LK	Sri Lanka	SE	Suède		
DK	Danemark	LR	Libéria	SG	Singapour		
EE	Estonie						

**Dispositif non invasif de mesures
électromyographiques**

L'invention concerne l'évaluation non invasive
5 du système neuromusculaire des êtres vivants par
électromyographie de surface.

Actuellement, les seuls systèmes
électromyographiques de détection reconnus pour
l'évaluation clinique des pathologies neurologiques
10 ou neuromusculaires sont de type invasif et sont mis
en oeuvre à l'aide d'aiguilles détectrices qui
pénètrent au sein du muscle étudié. Outre la douleur,
le traumatisme et le risque d'infection qui résultent
de ce type d'intervention, les systèmes invasifs
15 présentent l'inconvénient de ne permettre que des
mesures ponctuelles très sélectives, sans possibilité
de réelle évaluation d'une zone musculaire donnée. Il
est par ailleurs impossible de faire le suivi
clinique d'une pathologie avec ces systèmes.

20 Pour éviter ces inconvénients et permettre une
mesure suffisamment précise sur une étendue plus
large, il s'est développé des techniques non
invasives d'électromyographie de surface utilisant
des électrodes dites flottantes, qui nécessitent un
25 gel de contact, ou des électrodes dites sèches. Ces
électrodes de surface nécessitent habituellement une
préparation de la surface de la peau (rasage, légère
abrasion et dégraissage).

La mesure est effectuée par réception au niveau
30 des électrodes de signaux résultant d'une contraction
musculaire provoquée soit volontairement, soit par
stimulation mécanique ou électrique.
L'électromyographie de surface consiste à détecter,

enregistrer et traiter le signal myoélectrique reçu, précurseur de la contraction musculaire obtenue.

Cette technique vise à identifier certaines maladies neurologiques ou musculaires dont les caractéristiques physiologiques peuvent se traduire
5 par la déviation de certains paramètres du signal : amplitudes, fréquences du signal ou vitesses de propagation des potentiels d'action musculaires. Ainsi, certaines pathologies sont caractérisées par
10 des dégénérescences préférentielles d'un type de fibre par rapport à un autre. Par exemple, la myopathie de Duchenne entraîne une atteinte sélective des fibres dites rapides. De telles modifications conditionnent les valeurs moyennes mesurées de
15 vitesse de propagation du signal myoélectrique.

De façon générale, les fibres musculaires ne sont activées que si la sollicitation est supérieure à un certain seuil au niveau de leur jonction neuromusculaire. Les fibres sont regroupées en unités
20 fonctionnelles, l'unité motrice qui regroupe l'ensemble des fibres innervées par le même neurone moteur. Le potentiel d'action d'unité motrice est égal à la somme des potentiels d'action musculaires élémentaires de chacune des fibres qui la composent.

25 Le signal myoélectrique reçu au niveau de l'électrode résulte de la sommation spatiale et temporelle des signaux de toutes les unités motrices recrutées. La mesure du signal est affectée par les propriétés anatomiques et fonctionnelles du muscle
30 étudié et par les schémas de contrôle du système nerveux central ou périphérique. De plus, lors de la mesure, il y a superposition des signaux électriques des unités motrices activées. La complexité du signal électromyographique a donné naissance à de multiples

protocoles de mesure et de traitement, sans qu'aucun protocole ni aucune tentative de modélisation ne permettent, jusqu'à présent, une analyse fiable et reproductible des caractéristiques du signal
5 permettant une compréhension et une identification de la réalité physiologique du muscle.

Il est connu de mesurer la vitesse de conduction du potentiel d'action musculaire par mesure du temps de propagation de ce potentiel à l'aide d'au moins
10 trois électrodes de mesure. Cette méthode conduit généralement à une surestimation difficilement quantifiable de la vitesse de conduction, qui peut s'expliquer en partie par la présence d'activités non propagées sur toute la zone couverte par le système
15 d'électrodes.

Une autre méthode est basée sur une évaluation indirecte à partir de paramètres spectraux, tels que la fréquence moyenne ou la fréquence médiane, supposés être linéairement corrélés à la vitesse de
20 conduction. Une telle méthode est décrite dans l'article de Lindström et al. paru dans la revue Electromyography, vol. 10, pages 341 à 356, 1970 ou dans l'article de Stulen F.B. et De Luca de la revue IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 28, pages 515 à 523,
25 1981. Des études expérimentales ont montré les limites de ce type de relation, les paramètres spectraux étant dépendants de plusieurs facteurs autres que la vitesse de propagation du potentiel d'action musculaire. L'anisotropie des propriétés
30 musculaires et des tissus localisés entre la source du signal et la zone de détection conduit à des variations dans le contenu spectral du signal et dans l'estimation de la vitesse de conduction.

Afin d'améliorer la mesure du signal, il a été proposé, par exemple dans le document de H. Reucher et al, paru dans le journal IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 34, pages 98 à 113, 1987, de réaliser un
5 filtrage spatial à l'aide d'un système multiélectrodes et d'une sommation pondérée des signaux qui sont transmis par les électrodes.

Dans ce système, les électrodes sont disposées en groupes pour chacun desquels les signaux transmis
10 par les électrodes sont, après amplification, combinés par sommation pondérée en un signal unique, équivalent au signal fourni par un filtre spatial dont les caractéristiques sont déterminées par les facteurs de pondération des signaux des électrodes
15 et par la répartition géométrique des électrodes dans le groupe. Il a été montré qu'une des dispositions les plus intéressantes consiste à former des groupes de cinq électrodes agencées en croix avec une électrode centrale et quatre
20 électrodes périphériques et à appliquer aux signaux des électrodes un facteur de pondération égal à 4 (ou - 4) pour l'électrode centrale et à - 1 (ou à + 1) pour chaque électrode périphérique, ce qui correspond à une double différenciation spatiale de
25 la distribution superficielle de potentiel dans deux directions orthogonales, c'est-à-dire à la fonction de transfert d'un filtre de Laplace bidimensionnel. On améliore ainsi, en particulier, la résolution spatiale de la détection.

30 Dans les systèmes connus de ce type, le nombre de groupes "laplaciens" d'électrodes est relativement élevé, par exemple de 16 ou davantage, voire même de 64, et les groupes voisins ont des électrodes en commun pour réduire le nombre total

d'électrodes et l'encombrement. Les signaux captés par les électrodes sont préamplifiés, appliqués à un filtre passe-bande, puis amplifiés et numérisés pour être enregistrés dans un système de traitement de l'information équipé d'un logiciel réalisant un filtrage passe-haut, un filtrage spatial du type indiqué ci-dessus et une évaluation des signaux résultants. Il a également été proposé d'utiliser dans ces systèmes des groupes plus importants d'électrodes, comprenant par exemple 9 électrodes agencées en une matrice carrée, pour réaliser un filtrage spatial isotropique plus performant au niveau de la résolution spatiale de la détection.

Dans ces systèmes, le grand nombre d'électrodes (32 dans certains systèmes, 128 dans d'autres) est, d'une part, un avantage car il permet de poser l'ensemble des électrodes sur une zone musculaire sans rechercher une grande précision, et de sélectionner ensuite, par examen des signaux filtrés spatialement, les groupes d'électrodes les mieux placés par rapport aux unités motrices examinées. Ce grand nombre d'électrodes est d'autre part un inconvénient en raison de la surface occupée par l'ensemble des électrodes et du nombre important d'amplificateurs et de filtres passe-haut ou passe-bande associés aux électrodes. En outre, le traitement informatique des signaux des électrodes ne permet pas de disposer en temps réel de signaux directement exploitables et, de façon générale, l'ensemble des moyens d'acquisition et de traitement des signaux est complexe et ne peut être utilisé que par des spécialistes confirmés. Une autre conséquence de cette complexité est que, si ces systèmes présentent un intérêt certain en tant

qu'appareils de laboratoire ou outils de recherche, ils ne sont pas du tout adaptés à un usage de routine en milieu hospitalier.

L'invention a notamment pour but de pallier cet inconvénient en proposant un système non invasif de mesures électromyographiques, qui permet de disposer d'informations d'une qualité comparable à celle que l'on peut obtenir avec les systèmes multiélectrodes précités, et qui est suffisamment simple et compact pour être portable et utilisable par du personnel médical peu spécialisé mais bien entendu formé à cette technique, par exemple en milieu hospitalier pour le suivi de pathologies ou des effets d'un traitement thérapeutique.

Le dispositif de mesures électromyographiques à électrodes superficielles selon l'invention, comprend au moins un groupe d'électrodes et des moyens de filtrage spectral et d'amplification à sommation pondérée réalisant un filtrage spatial des signaux transmis par les électrodes, et est caractérisé en ce que les moyens précités de filtrage spectral et d'amplification à sommation pondérée sont constitués par des circuits montés avec les électrodes dans un boîtier dont une face portant les électrodes forme une face de détection, le dispositif comprenant également des moyens de connexion de ce boîtier à des moyens d'alimentation, des moyens d'amplification et des moyens de traitement de données.

Le dispositif selon l'invention permet d'obtenir en temps réel, en sortie du boîtier précité, des signaux qui ont été filtrés spatialement sur site et qui sont directement exploitables, par exemple par visualisation sur un

écran cathodique, au contraire des systèmes multiélectrodes connus dans lesquels les signaux filtrés spatialement ne sont disponibles qu'en temps différé en sortie des moyens de traitement
5 informatique.

Ce dispositif peut comprendre, selon les applications auxquelles il est destiné, un seul groupe d'électrodes, ou deux ou trois groupes d'électrodes, ou davantage, chaque groupe étant
10 associé à des circuits de filtrage spectral et de filtrage spatial contenus dans le boîtier précité.

Il est préférable, dans la plupart des cas, que le nombre de groupes d'électrodes reste peu élevé, de façon que les dimensions du boîtier
15 contenant les électrodes et les circuits associés de filtrage spectral et de filtrage spatial restent aussi faibles que possible pour que la face de détection de ce boîtier puisse être appliquée sur une zone musculaire de surface réduite, ne
20 comprenant pas de régions tendineuses et d'innervation susceptibles de perturber la détection et la mesure.

Les autres éléments du dispositif (circuit d'alimentation, écran de visualisation, système de
25 traitement de données) peuvent être intégrés dans un autre boîtier ayant des dimensions suffisamment réduites pour être aisément transportable. Eventuellement, le système de traitement de données peut être un micro-ordinateur portable indépendant
30 et connectable à un boîtier contenant les circuits d'alimentation et un oscilloscope ou autre moyen analogue de visualisation des signaux filtrés spatialement.

Dans le dispositif selon l'invention, les dimensions des électrodes et les distances entre électrodes sont avantageusement déterminées en fonction des caractéristiques du muscle sur lequel
5 elles seront appliquées, les diamètres des électrodes variant entre 1 et 4 mm environ, la distance entre électrodes étant de préférence sensiblement égale à 2,5 fois le diamètre d'une électrode.

10 Les extrémités des électrodes destinées à être appliquées sur la peau sont de préférence en dents de scie, pour améliorer la qualité du contact avec la peau et donc la qualité des signaux transmis par les électrodes.

15 Selon une autre caractéristique de l'invention, les signaux filtrés spatialement sont eux-mêmes soumis à une amplification différentielle supplémentaire, permettant d'améliorer la qualité des signaux résultants, soit en vérifiant que le
20 mode commun a été complètement éliminé, soit en éliminant plus complètement le mode commun présent dans les signaux transmis par les électrodes et dû à la présence d'activités non propagées dans la zone examinée.

25 Selon une autre caractéristique de l'invention, des moyens sont prévus pour valider la localisation des électrodes par rapport à une zone musculaire sous-jacente, ces moyens de validation comprenant des moyens d'analyse spectrale en temps
30 réel des signaux filtrés spatialement, permettant de déterminer les fréquences médianes ou les fréquences moyennes de ces signaux et de les comparer entre elles pour valider une mesure quand la fréquence médiane ou la fréquence moyenne du signal d'un

groupe central d'électrodes est inférieure ou sensiblement égale aux fréquences médianes ou aux fréquences moyennes respectivement des signaux des groupes voisins.

5 Grâce à ces caractéristiques, le dispositif selon l'invention est particulièrement bien adapté au suivi clinique des pathologies neuromusculaires. Il s'applique également à tout domaine de suivi musculaire dans lequel on utilise au moins une
10 électrode de surface, par exemple en biomécanique, en physiologie et en médecine sportive.

De façon générale, l'invention permet le suivi clinique de la fonction neuromusculaire en réponse à des sollicitations à court ou moyen terme dont le
15 système musculaire peut être l'objet, par exemple fatigue, traitement, rééducation, hypokinésie.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description qui suit faite en référence aux dessins
20 annexés dans lesquels :

- les figures 1a et 1b représentent respectivement la configuration de la face de détection d'un boîtier et la forme des électrodes du dispositif selon l'invention dans un exemple de
25 réalisation à trois groupes d'électrodes ;

- la figure 2 représente une variante de réalisation d'une électrode,

- la figure 3 représente schématiquement une carte de circuits électroniques du boîtier de
30 détection,

- la figure 4 représente schématiquement la chaîne de traitement des signaux captés,

- la figure 5 représente une visualisation de potentiels d'action musculaires obtenue à l'aide du dispositif selon l'invention.

Dans un exemple non limitatif de réalisation de
5 l'invention, un ensemble d'électrodes et de circuits associés de filtrage spectral et de filtrage spatial est contenu dans un boîtier 1 de faibles dimensions dont une face comporte une plaque 2 de matière
10 électriquement isolante sur laquelle apparaissent des extrémités des électrodes E destinées à être appliquées sur la peau d'un patient au niveau d'une zone musculaire à étudier.

Les électrodes E sont ici au nombre de onze et sont disposées dans une configuration matricielle en
15 trois rangées comprenant respectivement trois, cinq et trois électrodes pour former trois groupes L1, L2 et L3, chaque groupe comprenant une électrode centrale E1, E2, E3 respectivement et quatre
20 électrodes situées à égale distance de l'électrode centrale, ces quatre électrodes étant alignées deux à deux avec l'électrode centrale dans des directions perpendiculaires, l'ensemble formant une croix. Le
groupe central d'électrodes L2 a deux électrodes en commun, respectivement (E2, E1), et (E2, E3), avec
25 chacun des deux autres groupes L1 et L3.

Une électrode E est représentée schématiquement en perspective en figure 1b, et comprend un tube cylindrique 3 relié à un disque support 4 à une
30 extrémité, ce disque 4 étant l'extrémité de détection et apparaissant sur la face de détection 2 du boîtier 1. L'électrode E peut être réalisée en une matière électroconductrice quelconque et par exemple en cuivre doré ou dans un alliage or-argent-cuivre dans les proportions respectives suivantes : 75 %, 20 % et

5 %. L'or présente une excellente résistance aux agents externes (acidité, sueur, ...) et une excellente innocuité par rapport à la peau et est rigidifié par l'addition d'argent ou de tout autre
5 métal électroconducteur ayant les propriétés mécaniques voulues. Le cuivre facilite la transmission électrique avec le circuit électronique représenté schématiquement en figure 3.

Le tube cylindrique 3 de l'électrode peut avoir
10 un diamètre de 2 millimètres et la tête 4 un diamètre de 4 millimètres, le tube venant s'insérer directement dans le circuit électronique. De façon générale et en fonction du type de muscle à étudier, le diamètre des têtes d'électrode peut varier entre
15 environ 1 et 4 millimètres, la distance entre électrodes étant comprise entre 2,5 et 10 millimètres environ et étant de préférence sensiblement égale à 2,5 fois le diamètre de l'électrode.

Dans l'exemple de réalisation de la figure 1a,
20 les têtes des électrodes E ont un diamètre de 2 millimètres, la distance entre électrodes est de 5 millimètres, les dimensions de la surface de détection 2 sont de 3 cm x 2 cm, et les dimensions extérieures du boîtier 1 sont de 6 cm x 4 cm x 2 cm
25 environ.

Dans la variante représentée en figure 2, la tête 4 de l'électrode E a une face d'application sur la peau qui n'est pas plane, mais en "dents de scie", pour améliorer la qualité du contact entre
30 l'électrode et la peau.

Dans le boîtier 1, les électrodes E sont portées par une plaque de circuit imprimé R1, par exemple en fibres de verre - époxy venant se connecter à un circuit d'amplification V1, la plaque R1 et le

circuit V1 étant représentés côte à côte en figure 3. Au moyen de ce circuit imprimé, chaque électrode E est connectée à des moyens d'amplification 5 via un connecteur K et un filtre passe-haut 6 constitué de façon classique par un circuit du type RC. Un filtrage à 6 Hz est prévu, pour s'affranchir des effets de polarisation des électrodes. Alternativement, notamment lorsqu'on s'intéresse uniquement à la propagation du signal, on peut utiliser un filtrage à 70-80 Hz environ pour minimiser les effets du réseau de distribution électrique (à une fréquence de 50 Hz en Europe et de 60 Hz aux Etats-Unis d'Amérique) et aussi pour éliminer tout artefact de mouvement.

Les moyens d'amplification 5 comprennent, pour l'ensemble des électrodes E, trois amplificateurs opérationnels 7 à haute impédance d'entrée, chaque amplificateur opérationnel 7 étant associé à un groupe L1, L2 ou L3 respectivement d'électrodes de telle sorte que les signaux transmis par les électrodes de ce groupe soient amplifiés avec un facteur de pondération qui est égal à + 4 (ou - 4) pour l'électrode centrale et - 1 (ou + 1) pour chacune des quatre électrodes périphériques. Ces circuits sont réalisés en technologie CMOS-CMS ou gravés sous forme d'ASIC et les amplificateurs opérationnels 7 ont un gain linéaire égal à 100 et un taux de réjection en mode commun proche de 100 dB.

L'amplification sur site des signaux transmis par les électrodes permet d'augmenter le rapport signal/bruit, les signaux captés ayant un niveau faible, typiquement de l'ordre de 50 μ V à 1 mV.

Le boîtier 1 contenant les électrodes et les circuits précités comporte trois voies de sortie dont

chacune transmet le signal de sortie d'un amplificateur opérationnel 7, deux voies d'entrée pour l'alimentation de ces amplificateurs et une voie reliée à un conducteur électrique de référence.

5 Un blindage amagnétique du boîtier est obtenu au moyen d'un revêtement des faces internes du boîtier par une feuille de cuivre ou analogue, raccordée au conducteur électrique de référence.

Comme représenté schématiquement en figure 4, le
10 boîtier de détection 1 est connecté à un boîtier 9 d'alimentation électrique qui transmet de plus les signaux de sortie du boîtier 1 à un étage amplificateur isolé 10 dont la sortie est reliée à un oscilloscope 11 ou autre moyen analogue de
15 visualisation des signaux, et à un dispositif 12 d'acquisition et de traitement de données numériques. Les liaisons sont réalisées au moyen de câbles blindés du type BNC. Typiquement, le dispositif 12 peut être un micro-ordinateur du type PC ou analogue
20 avec un écran vidéo pour la visualisation des signaux.

Le dispositif selon l'invention est utilisé de la façon suivante :

La face de détection du boîtier 1 est appliquée
25 directement sur la peau, sans addition de gel de contact, au niveau d'une zone musculaire à examiner. Après mise sous tension du dispositif, les signaux filtrés spatialement des trois groupes d'électrodes sont visualisés sur l'écran de l'oscilloscope 11. Une
30 visualisation de ces trois signaux S1, S2 et S3 est représentée en figure 5 dans le cas d'un effort isométrique du biceps et montre la propagation d'un potentiel d'action musculaire (mesuré en mV) dans le temps (mesuré en millisecondes) correspondant à un

pic sur les courbes C1, C2 et C3, ce pic passant de la position P1 sur la courbe C1 (correspondant au signal S1 du groupe d'électrodes L1), aux positions P2 puis P3 sur les courbes C2 et C3 correspondant aux signaux S2 et S3 des groupes d'électrodes L2 et L3 respectivement. De ce déplacement et de sa durée, on peut déduire une première valeur de la vitesse de propagation d'un potentiel d'action musculaire.

Un enregistrement des signaux pendant une durée de quelques secondes permet d'obtenir une distribution des vitesses de propagation des potentiels d'action musculaires détectables mis en jeu au cours de l'effort. En étude de fatigabilité, l'enregistrement se prolonge sur une durée nécessairement plus importante.

Comme les résultats obtenus dépendent beaucoup de la localisation et de l'orientation des groupes d'électrodes par rapport aux fibres musculaires, l'invention a prévu un certain nombre de moyens permettant de vérifier cette localisation et cette orientation.

Dans un premier temps, la visualisation en temps réel des signaux sur l'écran de l'oscilloscope permet de vérifier une localisation approximative et l'orientation des groupes d'électrodes sur les fibres musculaires. Pour cela, on vérifie la direction de propagation des potentiels d'action (validation de la localisation des électrodes par rapport aux jonctions neuromusculaires) et l'amplitude des potentiels d'action (validation de l'alignement des électrodes selon les fibres musculaires).

Dans un deuxième temps, une analyse fréquentielle des signaux filtrés spatialement permet de valider la localisation des électrodes, pour

accepter ou rejeter les mesures faites avec ces électrodes.

On a en effet constaté que les calculs des vitesses de propagation des potentiels d'action
5 donnent souvent des valeurs trop élevées, ce qui peut résulter d'une part de la présence d'un mode commun sur l'ensemble des électrodes utilisées, ce mode commun étant dû lui-même à la présence d'activités non propagées, et d'autre part des propriétés non
10 homogènes et anisotropiques des muscles et des tissus situés entre les muscles et la surface de détection. L'analyse des variations d'un certain nombre de paramètres de l'électromyographie de surface en fonction de la localisation des électrodes, a montré
15 que l'on pouvait définir une localisation pour laquelle on obtient des valeurs minimales des estimations des vitesses de propagation (valeurs minimales moyennes pour toutes les conditions de contraction).

20 Pour déterminer cette localisation particulière, on utilise le fait que les fréquences moyennes ou médianes des signaux transmis par les électrodes ou celles des signaux filtrés spatialement varient en fonction de la localisation des électrodes, dans le
25 même sens que les estimations des vitesses de propagation (la fréquence moyenne du signal étant la moyenne statistique de la densité spectrale de puissance du signal, sa fréquence médiane étant celle qui partage la surface du spectre en deux parties
30 égales).

Le procédé de validation de la localisation des électrodes consiste donc, selon l'invention, à déterminer les fréquences moyennes ou médianes des signaux filtrés spatialement des trois groupes

d'électrodes, à les comparer entre elles et à valider la localisation quand la fréquence moyenne ou médiane du signal du groupe central est inférieure ou égale aux fréquences moyennes ou médianes des signaux des deux autres groupes d'électrodes. Les fréquences moyennes des signaux peuvent être calculées à partir des transformées de Fourier de ces signaux. Un programme simple d'analyse spectrale en temps réel permet de valider ou de rejeter, par comparaison entre trois valeurs de fréquence, une mesure effectuée au moyen du dispositif selon l'invention.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux exemples de réalisation qui ont été décrits et représentés. Il est notamment possible de mettre en œuvre plus de trois groupes d'électrodes dans le dispositif selon l'invention, ou bien un seul groupe d'électrodes pour la détection de l'activité musculaire, ou deux groupes d'électrodes pour la détermination de la propagation des potentiels d'action musculaire.

Il est également possible d'effectuer une nouvelle différenciation sur les signaux filtrés spatialement, obtenus en sortie du boîtier de détection. Cette nouvelle différenciation permet d'améliorer la qualité des signaux obtenus, grâce à une élimination plus poussée du mode commun et une comparaison aux signaux obtenus précédemment.

Par ailleurs, les groupes d'électrodes peuvent être complétés pour comprendre chacun neuf électrodes à disposition matricielle carrée (analogue à celle que l'on peut voir en figure 1a en ce qui concerne l'électrode centrale E2, entourée de huit autres électrodes). Les coefficients de pondération des signaux des électrodes peuvent alors être de - 12 (ou

+ 12) pour une électrode centrale, de + 2 (ou - 2) pour les quatre électrodes les plus proches de l'électrode centrale, et de + 1 (ou - 1) pour les quatre autres électrodes (comme décrit dans l'article
5 publié dans "IEEE Transactions and Biomedical Engineering", Vol. 44, n° 7, July 1997, par C. Disselhorst-Klug, J. Silny et G. Rau).

L'invention peut aussi être utilisée dans un tunnel de type RMN (Résonance Magnétique Nucléaire)
10 afin de quantifier les paramètres de l'électromyographie : la variation des paramètres électromyographiques, vitesse de propagation ou analyse spectrale du potentiel d'action musculaire, est alors corrélée à la cinétique de paramètres
15 métaboliques, tels que la concentration en ions hydrogène ou en ions liés au phosphate (adénosine di ou tri-phosphate, phosphate inorganique, phosphocréatine, ...), fournis par la spectroscopie RMN. Il est ainsi possible d'étudier l'influence des
20 paramètres du métabolisme sur les paramètres électromyographiques, et d'en déduire des corrélations avec des mesures physiologiques relevant de certaines pathologies, par exemple lors de la fatigue musculaire.

25 Hormis les applications de l'invention dans le domaine clinique, ce système de mesure peut être utilisé à la place de tout système d'électrodes de surface, qu'elles soient flottantes ou sèches, notamment dans les domaines de la biomécanique et de
30 l'ergonomie, les dimensions des électrodes et le nombre de signaux laplaciens mesurés étant alors adaptés en fonction de l'utilisation souhaitée, en mettant en oeuvre de façon générale de un à trois groupes d'électrodes.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de mesures électromyographiques à électrodes superficielles, comprenant au moins un
5 groupe d'électrodes (E) et des moyens de filtrage spectral et d'amplification à sommation pondérée réalisant un filtrage spatial des signaux transmis par les électrodes, caractérisé en ce que les moyens précités de filtrage spectral et d'amplification à
10 sommation pondérée sont constitués par des circuits (6, 5) montés avec les électrodes (E) dans un boîtier (1) dont une face portant les électrodes (E) forme une face de détection (2), le dispositif comprenant également des moyens de connexion de ce boîtier à des
15 moyens (9) d'alimentation, des moyens (10) d'amplification et des moyens (12) de traitement de données.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé
20 en ce qu'il comprend également des moyens, tels par exemple qu'un oscilloscope (11) ou un écran vidéo ou analogue, de visualisation en temps réel des signaux de sortie du boîtier (1).
- 25 3. Dispositif selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les électrodes (E) sont agencées de façon compacte en deux groupes ayant des électrodes communes, pour délivrer des signaux permettant la détermination de la propagation des
30 potentiels d'action musculaire.

4. Dispositif selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les électrodes sont agencées de façon compacte en au moins trois groupes (L1, L2 et L3) ayant deux à deux des électrodes communes.

5

5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens d'amplification différentielle des signaux filtrés spatialement obtenus en sortie du boîtier (1).

10

6. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le boîtier de détection (1) comprend un blindage interne amagnétique raccordé à une électrode de référence.

15

7. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le circuit (6) de filtrage spectral dans le boîtier (1) est un filtre passe-haut, ayant une fréquence de coupure
20 sensiblement égale à 6 Hz ou à 70-80 Hz environ.

8. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les électrodes ont des extrémités de détection en dents de scie.

25

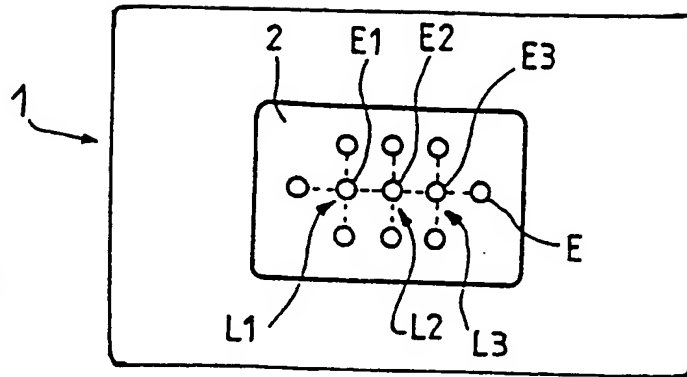
9. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les circuits du boîtier (1) sont du type CMOS-CMS ou ASIC.

30

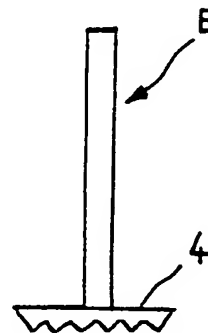
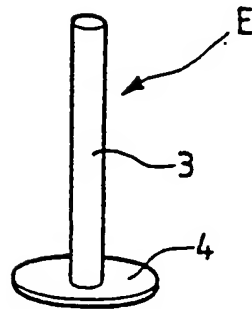
10. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la distance entre électrodes est comprise entre 2,5 et 10 millimètres environ et est de préférence sensiblement égale à 2,5 fois le diamètre d'une électrode.

11. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens d'analyse spectrale en temps réel des signaux filtrés spatialement, permettant de déterminer les
5 fréquences médianes ou les fréquences moyennes de ces signaux et de les comparer entre elles pour valider une mesure quand la fréquence médiane ou la fréquence moyenne du signal d'un groupe central d'électrodes est inférieure ou sensiblement égale aux fréquences
10 médianes ou aux fréquences moyennes des signaux des groupes voisins d'électrodes.

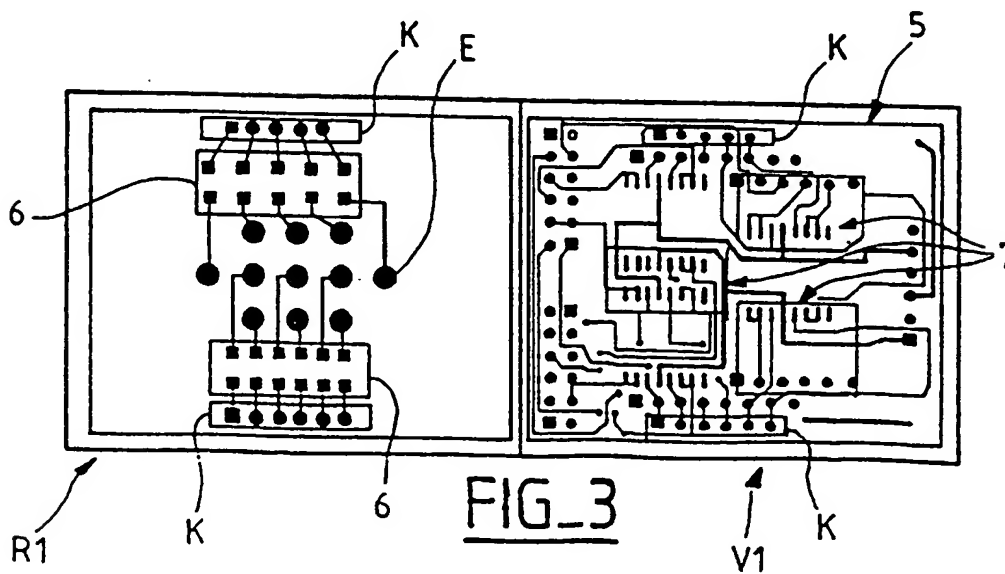
FIG_1a

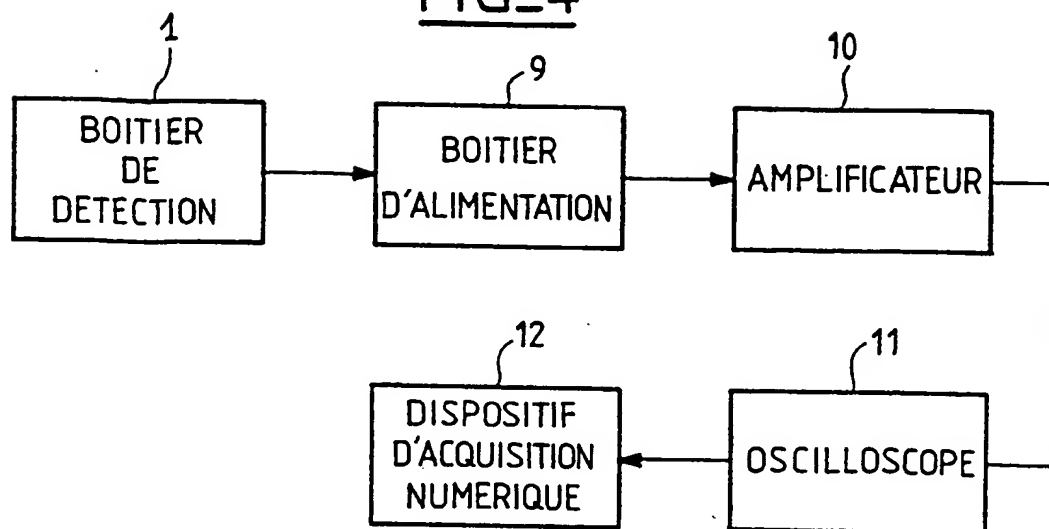
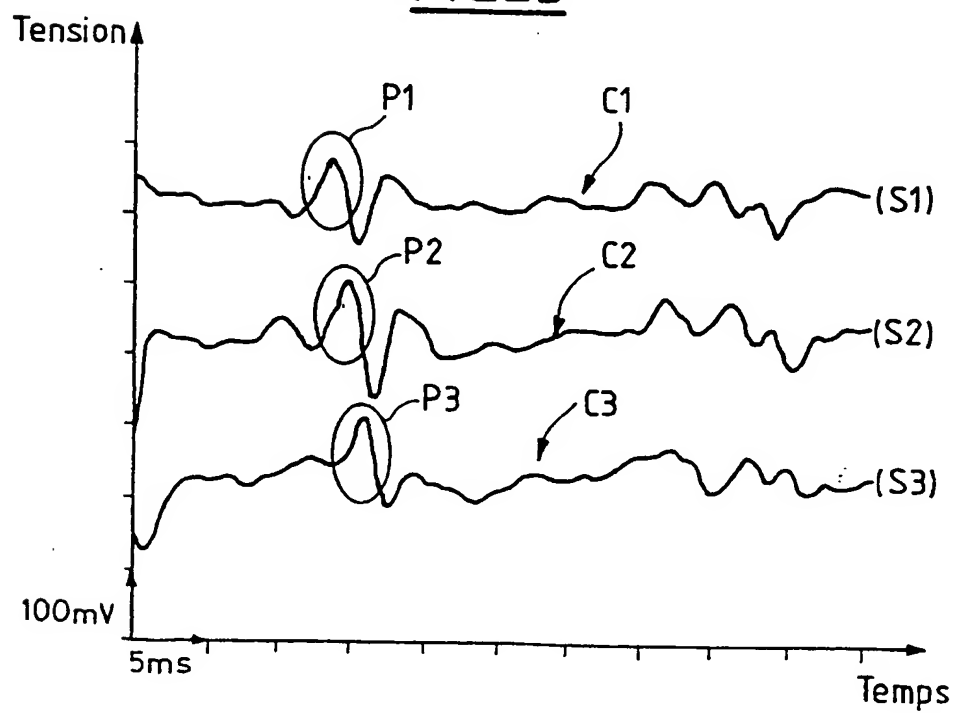


FIG_1b



FIG_2



2/2
FIG_4FIG_5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 98/02837

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 6 A61B5/0488 A61B5/0492

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 025 222 A (SEVERINGHAUS) 18 March 1981 see page 6, line 22 - page 7, column 10 see page 20, line 16 - line 19 ----	1,2,6,9
A	WO 91 01683 A (BIOLIN) 21 February 1991 see page 4, line 17 - page 16, line 21 ----	1,6,7
A	WO 96 29929 A (RICHARDSON) 3 October 1996 see the whole document ----	1-4,7, 10,11
A	US 3 905 355 A (BRUDNY) 16 September 1975 see the whole document ----	1-5,7
A	US 5 212 476 A (MALONEY) 18 May 1993 see column 4, line 56 - column 5, line 58 ----	1,3-5, 10,11
-/-		

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 March 1999

Date of mailing of the international search report

29/03/1999

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Lemercler, D

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 98/02837

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>US 5 349 963 A (ESKELINEN) 27 September 1994 see the whole document -----</p>	1, 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 98/02837

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 25222 A	18-03-1981	US 4291705 A AT 10578 T CA 1182530 A JP 56045638 A	29-09-1981 15-12-1984 12-02-1985 25-04-1981
WO 9101683 A	21-02-1991	SE 464557 B AU 6146590 A CA 2064227 A EP 0485428 A JP 4507207 T SE 8902626 A US 5645073 A US 5318039 A	13-05-1991 11-03-1991 01-02-1991 20-05-1992 17-12-1992 01-02-1991 08-07-1997 07-06-1994
WO 9629929 A	03-10-1996	AU 690020 B AU 5096896 A EP 0820253 A	09-04-1998 16-10-1996 28-01-1998
US 3905355 A	16-09-1975	DE 2457854 A FR 2253489 A	12-06-1975 04-07-1975
US 5212476 A	18-05-1993	NONE	
US 5349963 A	27-09-1994	EP 0740526 A WO 9504497 A	06-11-1996 16-02-1995

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

De de Internationale No

PCT/FR 98/02837

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 6 A61B5/0488 A61B5/0492

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 6 A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	EP 0 025 222 A (SEVERINGHAUS) 18 mars 1981 voir page 6, ligne 22 - page 7, colonne 10 voir page 20, ligne 16 - ligne 19 ---	1,2,6,9
A	WO 91 01683 A (BIOLIN) 21 février 1991 voir page 4, ligne 17 - page 16, ligne 21 ---	1,6,7
A	WO 96 29929 A (RICHARDSON) 3 octobre 1996 voir le document en entier ---	1-4,7, 10,11
A	US 3 905 355 A (BRUDNY) 16 septembre 1975 voir le document en entier ---	1-5,7
A	US 5 212 476 A (MALONEY) 18 mai 1993 voir colonne 4, ligne 56 - colonne 5, ligne 58 ---	1,3-5, 10,11
-/--		

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

22 mars 1999

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

29/03/1999

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Lemercier, D

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

De .de Internationale No

PCT/FR 98/02837

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>US 5 349 963 A (ESKELINEN) 27 septembre 1994 voir le document en entier -----</p>	1,11

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

D 1de Internationale No

PCT/FR 98/02837

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 25222 A	18-03-1981	US 4291705 A AT 10578 T CA 1182530 A JP 56045638 A	29-09-1981 15-12-1984 12-02-1985 25-04-1981
WO 9101683 A	21-02-1991	SE 464557 B AU 6146590 A CA 2064227 A EP 0485428 A JP 4507207 T SE 8902626 A US 5645073 A US 5318039 A	13-05-1991 11-03-1991 01-02-1991 20-05-1992 17-12-1992 01-02-1991 08-07-1997 07-06-1994
WO 9629929 A	03-10-1996	AU 690020 B AU 5096896 A EP 0820253 A	09-04-1998 16-10-1996 28-01-1998
US 3905355 A	16-09-1975	DE 2457854 A FR 2253489 A	12-06-1975 04-07-1975
US 5212476 A	18-05-1993	AUCUN	
US 5349963 A	27-09-1994	EP 0740526 A WO 9504497 A	06-11-1996 16-02-1995